



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 40 628.6

Anmeldetag: 03. September 2002

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft,
München/DE

Bezeichnung: Röntgenröhre mit Ringanode und
deren Anwendung

IPC: H 01 J, G 01 T, H 05 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 17. Juli 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Agurks

Beschreibung

Röntgenröhre mit Ringanode und deren Anwendung

5 Die Erfindung betrifft eine Röntgenröhre mit einem feststehenden Vakuumgehäuse, in dem eine elektronenemittierende Kathode und eine Ringanode mit einer Auftrefffläche, auf die der mittels eines elektrischen Feldes beschleunigte Elektronenstrahl trifft, angeordnet sind, sowie mit einem Ablenkssystem zur Fokussierung und Ablenkung des Elektronenstrahls.
10 Derartige Röntgenröhren sind allgemein bekannt und dienen der Erzeugung von Röntgenstrahlung für Untersuchungen von Objekten.

15 Allgemein werden häufig Röntgenröhren mit einer Festanode verwendet. In der Medizintechnik wird bei höheren Leistungen der Brennfleck einer Röntgenröhre auf einer Brennfleckbahn durch Drehen der Anode mittels eines elektromechanischen Antriebes erzeugt, so dass sich die Wärmebelastung auf einer
20 großen Fläche verteilt. Dabei erfolgt eine Wärmespeicherung mittels eines Graphittellers. Derartige Röntgenröhren benötigen jedoch eine aufwendige Lagerung der Anode wegen der erforderlichen hohen Rotationsfrequenz und des insbesondere beim Graphitteller hohen Gewichts. Eine Kühlung der Anode erfolgt normalerweise indirekt. Eine direkte Kühlung ist sehr
25 kompliziert.

Es sind aber beispielsweise aus der US 6,292,538 B1 sogenannte Drehkolbenröhren bekannt, bei denen das gesamte Gehäuse
30 der Röntgenröhre mit Anode gedreht wird, während durch ein Ablenkssystem der Elektronenstrahl in eine Richtung auf die Brennfleckbahn der Anode abgelenkt wird, so dass seitlich aus der Röntgenröhre an einer festen Stelle die Röntgenstrahlung austritt. Zusätzlich ist aus dieser Patentschrift bekannt,
35 den Brennfleck auf der Brennfleckbahn seitlich diskret azimuthal abzulenken, so dass er auf zwei Positionen der Anode auftrifft. Dies dient bei der Computertomographie beispielsweise

zur Erhöhung der Auslösung, wobei der Fokus hochfrequent jeweils um einen halben Pixelabstand der Detektorzeile oszilliert (Springfokus). In jedem Fall wird hier jedoch die Röntgenröhre mit der Anode zusätzlich mechanisch gedreht. Auch
5 die Drehkolbenröhre benötigt eine aufwendige Lagerung der Röhre sowie einen elektromechanischen Antrieb.

Aus der US 4,962,513 ist der Elektronenstrahltomograph bekannt, bei dem die Röntgenstrahlung durch einen stetig abgelenkten Elektronenstrahl erzeugt wird, der auf einen kreisförmigen Anodenbogen auftrifft. Die Röntgenstrahlung durchdringt das Messfeld und gelangt auf einen ebenfalls kreisförmig ausgebildeten Detektorbogen. Ein derartiger Elektronenstrahltomograph benötigt zwar keine mechanisch bewegten Teile
10 und kann direkt gekühlt werden, weist jedoch einen komplizierten, großen und teuren Aufbau auf, so dass er nur in geringen Stückzahlen eingesetzt worden ist.

In der JP 3 053 436 ist eine Röntgenröhre beschrieben, die
20 aus einer Elektronenquelle, Ablenkspule und zwei koaxial angeordnete Elektroden besteht. Ein aus einer Elektronenquelle generierter Elektronenstrahl wird von einer Ablenkungspule derart abgelenkt, dass er mittig zwischen der koaxial angeordneten inneren Elektrode und der äußeren Elektrode auftrifft und sich kreisförmig auf einer Brennfleckbahn auf der
25 Innenwand der äußeren Elektrode bewegt. Zwischen den Elektroden besteht untereinander ein Potentialunterschied.

Die Erfindung geht von der Aufgabe aus, eine Röntgenröhre der
30 eingangs genannten Art derart auszubilden, dass sie eine kleine kompakte Bauform aufweist, universell einsetzbar ist und sich kostengünstig herstellen lässt.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, dass das
35 Strahlenaustrittsfenster der Röntgenröhre rund ausgebildet ist, in der zur Mittelachse der Röntgenröhre senkrechten Ebene liegt und das Vakuumgehäuse einseitig abschließt, dass die

Auftrefffläche der Ringanode schräg angeordnet und auf das Strahlenaustrittsfenster ausgerichtet und dass die Ringanode von einer ringförmigen Anodenkühlung umgeben ist. Dadurch hat die Röntgenröhre die gleichen Vorteile wie der Elektro-

5 nenstrahltomograph; sie weist keine mechanisch bewegten Teile im Strahler auf und dadurch entsteht kein mechanischer Verschleiß. Es wird keine Antriebsenergie benötigt. Es entstehen weder Geräusche noch Vibrationen. Sie ist sofort einsatzbereit, da sie keine Hochlaufzeit hat. Es lassen sich Bauteile

10 wie beispielsweise Antrieb oder Kupplung einsparen. Die Kühlfläche der ortsfesten Anode kann stark vergrößert werden um eine optimale Kühlung der Anode zu ermöglichen, so dass sich ein gezielter Kühlmittelfluss und eine bessere Wärmeverteilung der Brennfleckenergie ergibt. Sie ermöglicht auch eine

15 große Kreisfrequenz des Elektronenstrahls zur Anode von 150 kHz statt 150 Hz bei der Drehröhre. Auch ergibt sich eine einfache Zuführung der Hochspannung, da kein Übertrager oder Schleifkontakt erforderlich ist. Die erfindungsgemäße Röntgenröhre ist aber lediglich so groß wie eine normale Röntgen-

20 röhre, erheblich leichter und handlicher und billiger.

Im Vergleich zu der in JP 3 053 436 beschriebenen Röntgenröhre hat die erfindungsgemäße Röntgenröhre anstelle der 2 ko-

25 axial angeordneten Elektroden einen Anodenring. Eine zum Betreiben der Röntgenröhre notwendiger Potentialunterschied und ein isolierter Aufbau zwischen den Elektroden ist nicht erforderlich. Durch den einfachen Aufbau der erfindungsgemäßen Röntgenröhre ist die Anordnung von Emitter, Anodenring und Ablenssystem variabel.

30 Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn das Vakuumgehäuse einen Isolator, einen sich erweiternden Kolbenteil, eine Ringanode und ein die Ringanode abdeckendes röntgenstrahlendurchlässiges Strahlenaustrittsfenster aufweist.

35 In vorteilhafter Weise kann das Ablenssystem ein Quadrupol-Magnetsystem sein.

Eine Variation der Richtung der erzeugten Röntgenstrahlung kann erfolgen, wenn die Auftrefffläche der Ringanode in ihrem Querschnitt im wesentlichen kreisbogenförmig ausgebildet ist, wobei der Mittelpunkt der kreisförmigen Auftrefffläche außerhalb der Ringanode liegen kann.

Alternativ kann die Ringanode einen im wesentlichen dreieckförmigen Querschnitt mit einer langen und einer kurzen Seite aufweisen, wobei die kurze Seite zum Strahlenaustrittsfenster gerichtet ist und die Auftrefffläche trägt.

Der Querschnitt der Ringanode kann auch symmetrisch gestaltet sein. Eine an den Anodenring beidseitige Anordnung von Strahlenaustrittsfenstern ermöglicht ein je nach Ablenkung des Elektronenstrahles beidseitiges Austreten der Röntgenstrahlung. Der Emitter ist dabei vorzugsweise zentrisch in der Ringanodenebene angeordnet

Eine weitere Variation der Anordnung von Emitter, Anodenring und Ablenkssystem kann derart erfolgen, dass sich Emitter mit Ablenkssystem an der Strahlenaustrittsfensterseite befinden.

Die Röntgenröhre lässt sich vorteilhaft in einem Röntgen-System beispielsweise für die Computertomographie einsetzen, wenn im Strahlengang zwischen der Röntgenröhre und einer Detektormatrix eine Schlitzblende angeordnet ist.

Eine Vielzahl von diskret angeordneten Strahlenfächern lässt sich erzeugen, wenn im Strahlengang zwischen der Röntgenröhre und einer Detektormatrix eine Tiefenblende mit einer Vielzahl von Schlitzfenstern angeordnet ist, die derart ausgerichtet sind, dass sie bei Ablenkung des Elektronenstrahls entlang der Auftrefffläche nacheinander mehrere Strahlenfächer durchlassen, die auf jeweils eine Detektorzeile der Detektormatrix fallen.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand von in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

5 Figur 1 eine erfindungsgemäße, teilweise geschnitten dargestellte Röntgenröhre,

10 Figur 2 eine erste Ausführungsform für eine einzeilige Abtastung einer Detektormatrix mit einem sich bewegenden Strahlenfächer bei einem Computertomographen,

15 Figur 3 eine weitere CT-Anordnung zur Erzeugung mehrerer Strahlenfächer durch eine mehrschlitziige Tiefenblende,

20 Figur 4 eine Anordnung zur Einsetzung der Röntgenröhre der Tomoskopie,

25 Figur 5 eine Anordnung des Emitters in der Ringanodenebene,

30 Figur 6 eine Drehstrahlröhre mit fensternaher Emitteranordnung und

35 Figur 7 eine Anordnung zum Einsatz der Röntgenröhre in der Strahlentherapie.

In der Figur 1 ist die erfindungsgemäße Röntgenröhre mit einem Vakuumgehäuse 1 dargestellt, in dem sich als Erzeuger eines Elektronenstrahls 2 eine Kathode 3 mit Rundemitter befindet.

Die Kathode 3 ist über einen Isolator 4 und einem sich erweiternden Kolbenteil 5 mit einer Ringanode 6 verbunden. Die nach innen gerichtete Fläche der Ringanode 6 weist einen im wesentlichen dreieckförmigen Querschnitt mit einer langen und einer kurzen Seite auf. Die lange Seite ist zur Kathode 3 hin

ausgerichtet. Auf der kurzen Seite ist eine Auftrefffläche 7 für den Elektronenstrahl 2 angeordnet.

Vor der Ringanode 6 ist ein röntgenstrahlendurchlässiges
5 Strahlenaustrittsfenster 8 angeordnet und bildet den Abschluss der Röntgenröhre nach vorne. Um die Ringanode 6 ist eine Anodenkühlung 9 angeordnet, die einen Zulauf und einen Ablauf sowie Kanäle für das Kühlmittel aufweist und insbesondere im Bereich der Auftrefffläche 7 wärmeleitend mit der
10 Ringanode 6 verbunden ist. Im Bereich des Emitters der Kathode 3 ist um den Kolbenteil 5 des Vakuumgehäuse 1 der Röntgenröhre ein Ablenksystem 10 angeordnet, das beispielsweise aus einem Quadrupol-Magnetsystem mit einem ringförmigen Träger, vier Polvorsprüngen und diese umgebenden Spulen bestehen
15 kann, wie es beispielsweise in der US 6,339,635 oder der US 6,292,538 beschrieben ist.

Auf das Strahlenaustrittsfenster 8 kann eine Ringblende 11 angeordnet werden, die das Austreten von Röntgenstrahlen unterbindet und lediglich in einem kreisringförmigen Bereich
20 Röntgenstrahlung passieren lässt und somit die Extrafokalstrahlung reduziert.

Durch Anlegung einer negativen Hochspannung an die Kathode 3
25 treten aus dem glühenden Emitter Elektronen aus, die durch das Ablenksystem 10 zu dem Elektronenstrahl 2 gebündelt und derart abgelenkt werden, dass sie auf der zum Strahlenaustrittsfenster 8 gerichteten Seite der dreieckförmig ausgebildeten Fläche der auf Massepotenzial gelegten Ringanode 6, der
30 Auftrefffläche 7, auftrifft, so dass er Röntgenstrahlen erzeugt, die von der Ringblende 11 derart ausgeblendet werden, dass stark gebündelte Röntgenstrahlung, die als Referenzstrahl 12 schematisch dargestellt ist, die Röntgenröhre verlässt.

35

Neben der Ablenkung des Elektronenstrahles 2 auf die Ringanode 6 bewirkt das Ablenksystem 10 auch eine Ablenkung des

Elektronenstrahles 2 auf der Auftrefffläche 7 in tangentialer Richtung der Ringanode 6, so dass der gebogene Elektronenstrahl 2 um die Mittelachse der Röntgenröhre gedreht wird. Dies kann kontinuierlich erfolgen, so dass die Röntgenstrahlung entlang eines Kreises wandert. Der Elektronenstrahl 2 kann aber auch gezielt auf diskrete Positionen abgelenkt werden, so dass die Röntgenstrahlung nacheinander in verschiedenen Fokussen entsteht.

10 In der Figur 2 ist schematisch eine Anordnung zum Einsatz der erfindungsgemäßen Röntgenröhre in einem Computertomographen mit einer gebogenen Detektormatrix 17 wiedergegeben. Der Röntgenröhre, von der hier nur schematisch eine Brennfleckbahn 13 dargestellt ist, ist eine Schlitzblende 14 vorgeordnet, so dass aus dem von der Röntgenröhre ausgehenden Strahlenkegel 15 ein Strahlenfächer 16 gebildet wird. Der Strahlenfächer 16 durchdringt das Messfeld und fällt auf eine Detektormatrix 17. Durch die Bewegung des Elektronenstrahles 2 auf der Brennfleckbahn 13 wird aus unterschiedlichen Richtung ein Strahlenkegel 15 erzeugt, so dass bedingt durch die Schlitzblende 14 der Strahlenfächer 16 über die Fläche der Detektormatrix 17 streicht. Somit kann in einer Position der Röntgenröhre ohne mechanische Bewegung in kürzester Zeit eine Vielzahl von unterschiedlichen Schichtaufnahmen erstellt werden.

25 In der Figur 3 ist vor der Röntgenröhre eine Tiefenblende 18 angeordnet, die eine Vielzahl von Schlitzen 19 aufweist, die auf Detektorzeilen 20 eines Computertomographen gerichtet sind. Die Schlitze 19 sind dabei derart angeordnet, dass die durch sie austretenden Strahlenfächer 21 jeweils in einem anderen Punkt auf der Brennfleckbahn 13 entstehen. Dabei weisen die Mittellinien der Schlitze 19 vorzugsweise gleiche Abstände zueinander auf. Auch sind die Ursprungspunkte auf der Brennfleckbahn 13 in vorteilhafter Weise gleichmäßig verteilt. Jeder Schlitz 19 der Tiefenblende 18 erzeugt einen

Strahlenfächer 21, der auf eine diesem Strahlenfächer zugeordnete Detektorzeile trifft.

In der Figur 4 ist eine weitere Ausführungsform zur Anwendung auf dem Gebiet der Tomosynthese schematisch dargestellt. Ausgehend von der Kathode 3 trifft der Elektronenstrahl 2 auf die Ringanode 6, deren Auftrefffläche 22 eine gebogene Oberfläche aufweist, die zum Strahlenaustrittsfenster 8 gerichtet ist. Durch unterschiedliche Krümmung des Elektronenstrahls 2 kann somit die gesamte Fläche der Brennfleckbahn der Ringanode 6 getroffen werden, so dass Röntgenstrahlen mit unterschiedlicher Ausrichtung erzeugt werden, wie sie in der Figur 4 durch die Referenzstrahlen 23 gekennzeichnet sind. Die Röntgenstrahlen treffen dabei auf einen Flächendetektor 24 auf, der ein Röntgenfilm, ein Röntgenbildverstärker oder ein Matrixdetektor, beispielsweise ein aSi-Detektor, sein kann. Aufgrund dieser Anordnung können die Röntgenstrahlen derart abgelenkt werden, dass sie aus einer Vielzahl von Brennpunkten entstanden sind, so dass sie bei der üblichen Tomoskopie oder Tomosynthese, bei der bisher mehrere Strahlenquellen nacheinander eingeschaltet wurden, Einsatz finden können. In der Tomosynthese wird ein Satz von Röntgenbildern aus unterschiedlichen Richtungen aufgenommen und diese per Computer algorithmisch mit speziellen Filterverfahren zu Volumenschichtbildern verrechnet.

In der Figur 5 ist eine Drehstrahlröhre mit zentrischer Emitteranordnung dargestellt, die eine Ringanode mit zwei symmetrisch angeordneten schrägen oder gekrümmten Auftreffflächen 7 und zwei Strahlenaustrittsfenstern 8 aufweist. Der Emitter der Kathode 3 befindet sich zentrisch in der Ebene der Ringanode 6. Je nach Ablenkung des Elektronenstrahls 2 durch ein oder mehrere Ablenksysteme 10 wird der Brennfleck auf einer der beiden Auftreffflächen 7 der Ringanode erzeugt und die Röntgenstrahlung tritt aus dem der Auftrefffläche 7 zugewandten Strahlenaustrittsfenster 8 aus. Beide Auftreffflächen 7 können unterschiedliches Anodenmaterial aufweisen, so dass je

nach Ablenkung des Elektronenstrahls 2 eine Röntgenstrahlung von unterschiedlicher Qualität entsteht.

Die Figur 6 zeigt eine Drehstrahlröhre mit fensternaher Emit-
5 teranordnung, bei der die Röntgenstrahlung durch Anordnung der Auftrefffläche 7 der Ringanode 6 durch das Strahlenaus-
trittsfenster 8 in entgegengesetzter Richtung des Elektronen-
strahlsaustritts ausgesendet wird.

10 In der Figur 7 ist schematisch eine Anordnung zum Einsatz der Röntgenröhre in der Strahlentherapie dargestellt. Der konti-
nuierlich um die Röhrenachse rotierende Elektronenstrahl 2 erzeugt auf der Ringanode 6 einen umlaufenden Brennfleck. Da-
bei entsteht Röntgenstrahlung die durch eine Tiefenblende 25
15 begrenzt wird und als Strahlenkegel vor der Röntgenröhre so austritt, dass sie in einem Punkt fokussiert wird. Dieser
Strahlenfokus 26 kann gezielt zur Bestrahlung auf das Tumorgewebe ausgerichtet werden. Durch Veränderung der Tiefenblende 25 in ihrem Abstand zum umlaufenden Brennfleck in Richtung
20 des Doppelpfeils 27 kann die Höhe des Strahlenfokus 25 gezielt Richtung des Doppelpfeils 28 eingestellt werden.

Durch die hohe Leistungsfähigkeit der Drehstrahlröhre mit guter Wärmeverteilung durch hohe Rotationsgeschwindigkeit des
25 Brennfleckes und guter Wärmeableitung durch direkte Kühlung ist die Strahlenintensität im Strahlenfokus 26 sehr hoch. Die Dimension des Strahlenfokus 26 ist durch den Quadrupol variabel einstellbar. Aufgrund der Brennflecksteuerung können mit der Röntgenröhre auch Aufnahmen gemacht werden, so dass das
30 Therapiegerät gleichzeitig zur Diagnose verwendet werden kann.

Patentansprüche

1. Röntgenröhre mit einem feststehenden Vakuumgehäuse (1), in dem eine elektronenemittierende Kathode (3) und eine Ringanode (4) mit einer Auftrefffläche (7, 22), auf die der mittels
5 eines elektrischen Feldes beschleunigte Elektronenstrahl (2) trifft, angeordnet sind, sowie mit einem Ablensystem (10) zur Fokussierung und Ablenkung des Elektronenstrahls (2), wobei das Strahlenaustrittsfenster (6) der Röntgenröhre rund
10 ausgebildet ist, in der zur Mittelachse der Röntgenröhre senkrechten Ebene liegt und das Vakuumgehäuse (1) einseitig abschließt,
wobei die Auftrefffläche (7, 22) der Ringanode (4) schräg angeordnet und auf das Strahlenaustrittsfenster (6) ausgerichtet
15 ist und
wobei die Ringanode (4) von einer ringförmigen Anodenkühlung (9) umgeben ist.

2. Röntgenröhre nach Anspruch 1, d a d u r c h g e -
20 k e n n z e i c h n e t , dass vor dem Strahlenaustrittsfenster (6) eine Blende (11) vorgesehen ist, die eine kreisringförmige Öffnung für die Röntgenstrahlung (12, 13) freigibt.

25 3. Röntgenröhre nach Anspruch 1 oder 2, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass das Vakuumgehäuse (1) einen Isolator (4), einen sich erweiternden Kolbenteil (5), eine Ringanode (6) und ein die Ringanode (6) abdeckendes röntgenstrahlendurchlässiges Strahlenaustrittsfenster (8)
30 aufweist.

4. Röntgenröhre nach einem der Ansprüche 1 bis 3, d a -
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass das Ablensystem (10) ein Quadrupol-Magnetsystem ist.

35 5. Röntgenröhre nach einem der Ansprüche 1 bis 4, d a -
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Auf-

trefffläche (22) der Ringanode (4) in ihrem Querschnitt im wesentlichen kreisbogenförmig ausgebildet ist.

5 6. Röntgenröhre nach Anspruch 5, d a d u r c h g e -
k e n n z e i c h n e t , dass der Mittelpunkt der kreis-
förmigen Auftrefffläche (22) außerhalb der Ringanode (4)
liegt.

10 7. Röntgenröhre nach einem der Ansprüche 1 bis 6, d a -
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Ring-
anode (4) einen im wesentlichen dreieckförmigen Querschnitt
mit einer langen und einer kurzen Seite aufweist, wobei die
kurze Seite zum Strahlenaustrittsfenster (8) gerichtet ist
und die Auftrefffläche (7) trägt.

15 8. Röntgen-System mit einer Röntgenröhre nach einem der An-
sprüche 1 bis 7, d a d u r c h g e k e n n z e i c h -
n e t , dass im Strahlengang zwischen der Röntgenröhre und
einer Detektormatrix (17) eine Schlitzblende (14) angeordnet
20 ist.

25 9. Röntgen-System mit einer Röntgenröhre nach einem der An-
sprüche 1 bis 7, d a d u r c h g e k e n n z e i c h -
n e t , dass im Strahlengang zwischen der Röntgenröhre und
den Detektorzeilen (20) eine Tiefenblende (18) mit einer
Vielzahl von Schlitzen (19) angeordnet ist, die derart ausge-
richtet sind, dass sie bei Ablenkung des Elektronenstrahls
(2) entlang der Auftrefffläche (13) nacheinander mehrere
Strahlenfächer (21) durchlassen, die auf die Detektorzeile
30 (20) fallen.

Zusammenfassung

Röntgenröhre mit Ringanode

- 5 Die Erfindung betrifft eine Röntgenröhre mit einem feststehenden Vakuumgehäuse (1), in dem eine elektronenemittierende Kathode (3) und eine Ringanode (4) mit einer Auftrefffläche (7, 22), auf die der mittels eines elektrischen Feldes beschleunigte Elektronenstrahl (2) trifft, angeordnet sind, so-
- 10 wie mit einem Ablensystem (10) zur Fokussierung und Ablenkung des Elektronenstrahls (2). Das Strahlenaustrittsfenster (6) der Röntgenröhre ist rund ausgebildet, liegt in der zur Mittelachse der Röntgenröhre senkrechten Ebene und schließt das Vakuumgehäuse (1) einseitig ab. Die Auftrefffläche (7,
- 15 22) der Ringanode (4) ist schräg angeordnet und auf das Strahlenaustrittsfenster (6) ausgerichtet. Vor dem Strahlenaustrittsfenster (6) ist eine Blende (11) vorgesehen, die eine kreisringförmige Öffnung für die Röntgenstrahlung (12, 13) frei gibt. Die Ringanode (4) ist von einer ringförmigen Anodenkühlung (9) umgeben.
- 20

Figur 1

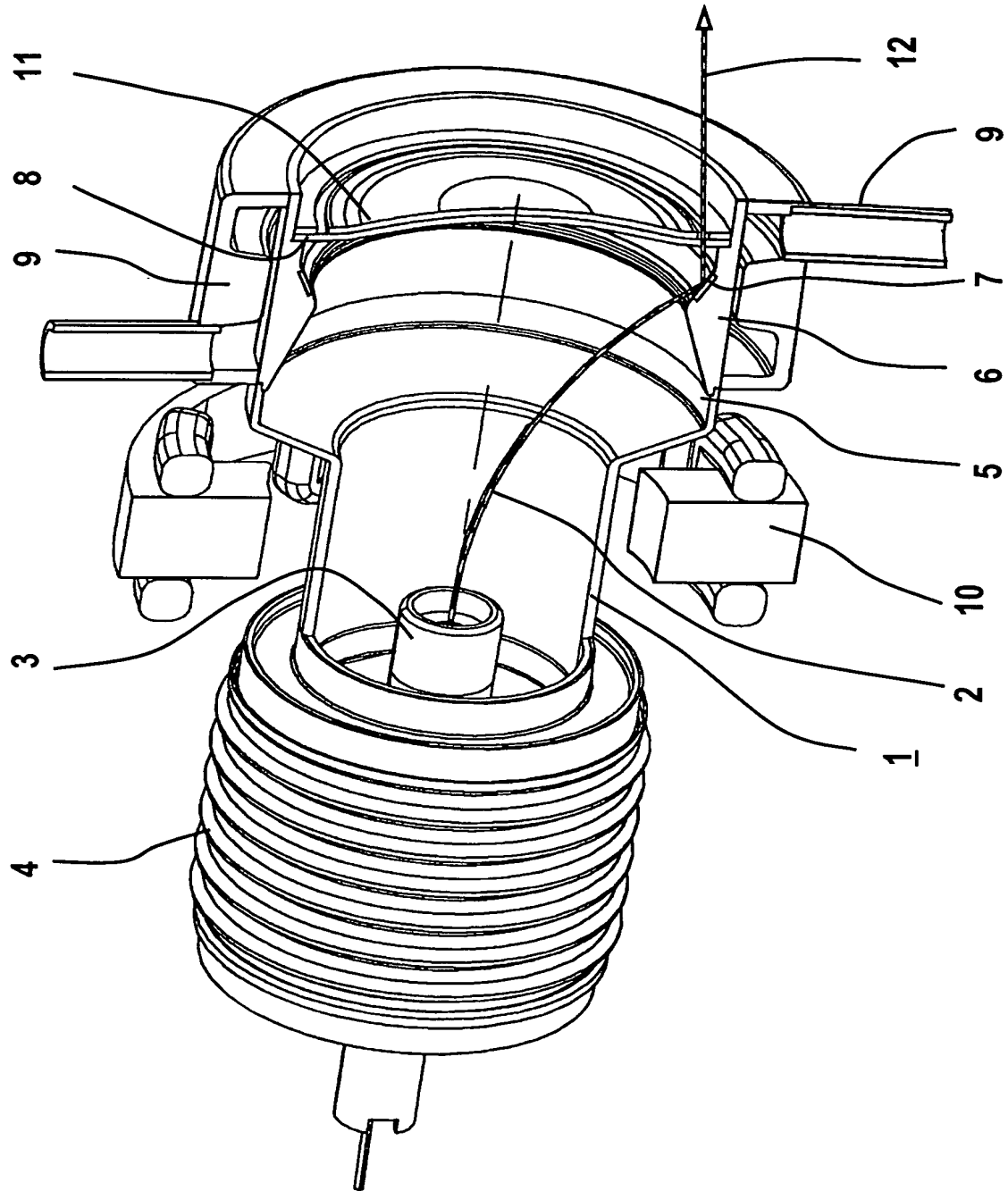


FIG 1

FIG 2

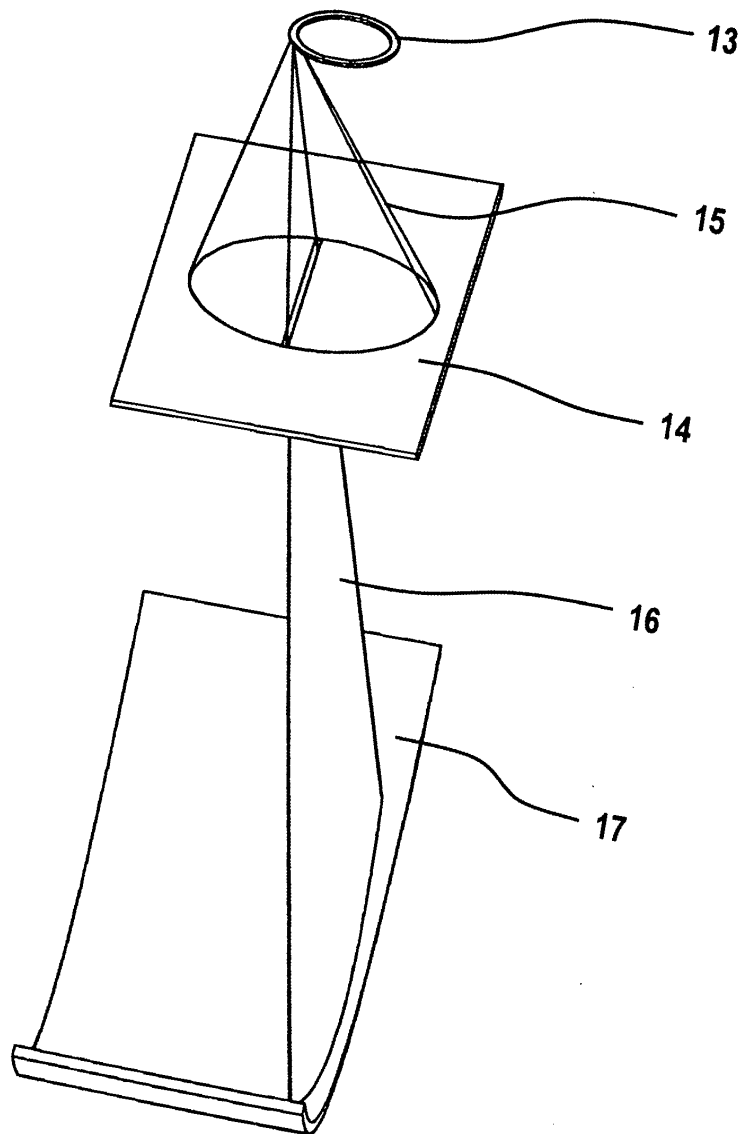


FIG 3

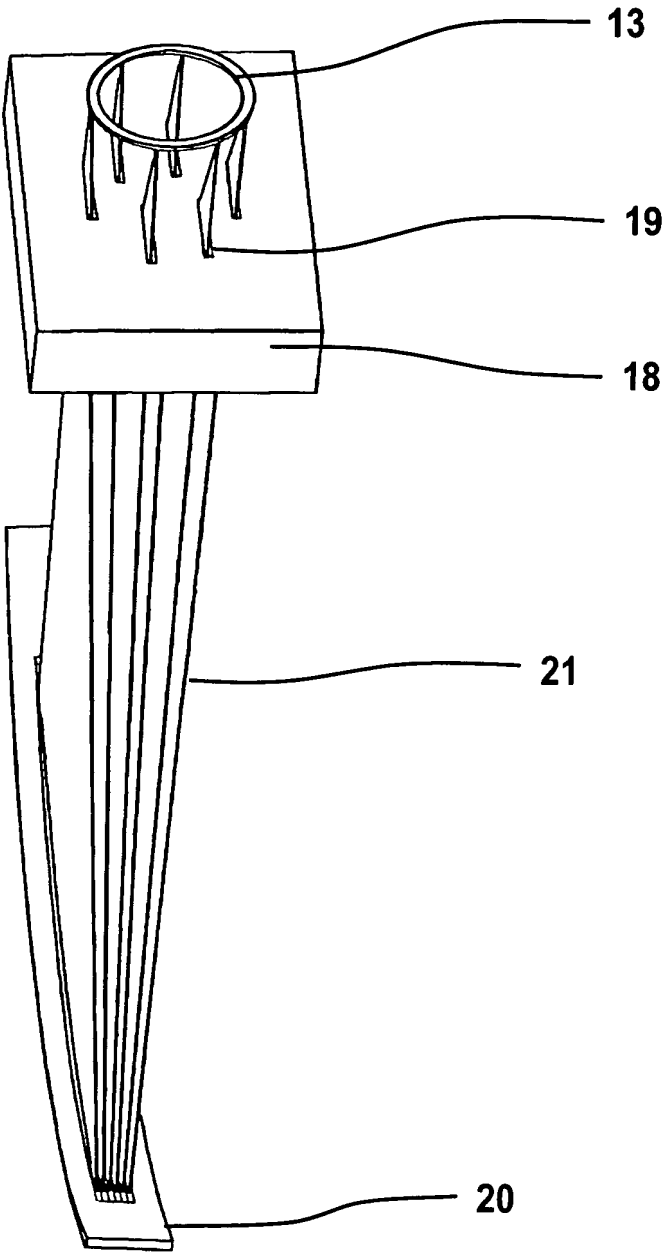


FIG 4

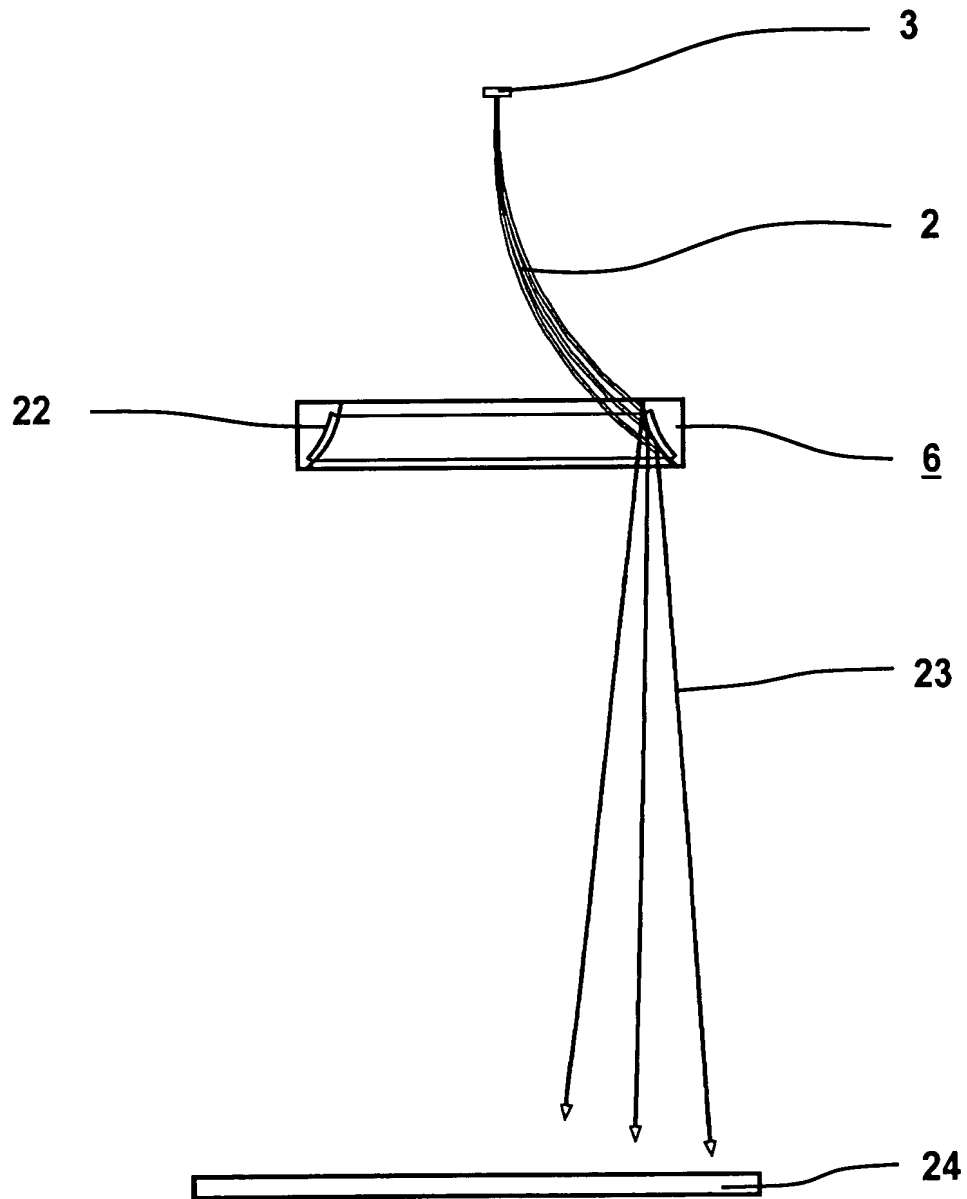


FIG 5

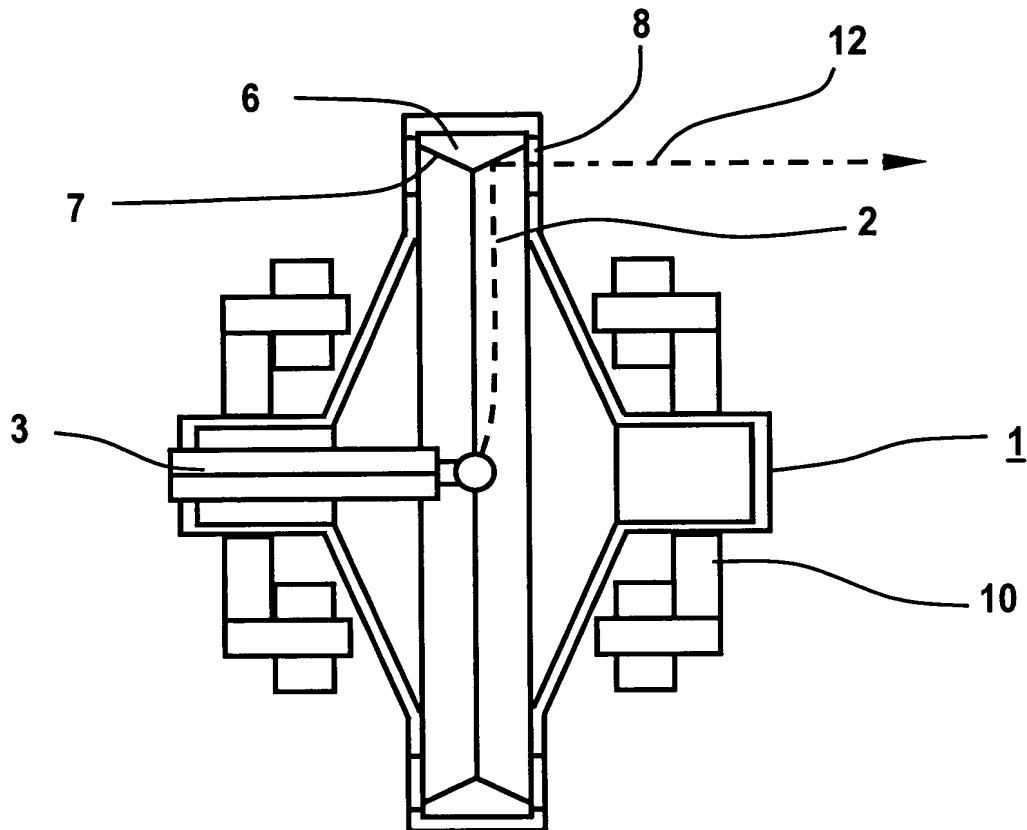


FIG 6

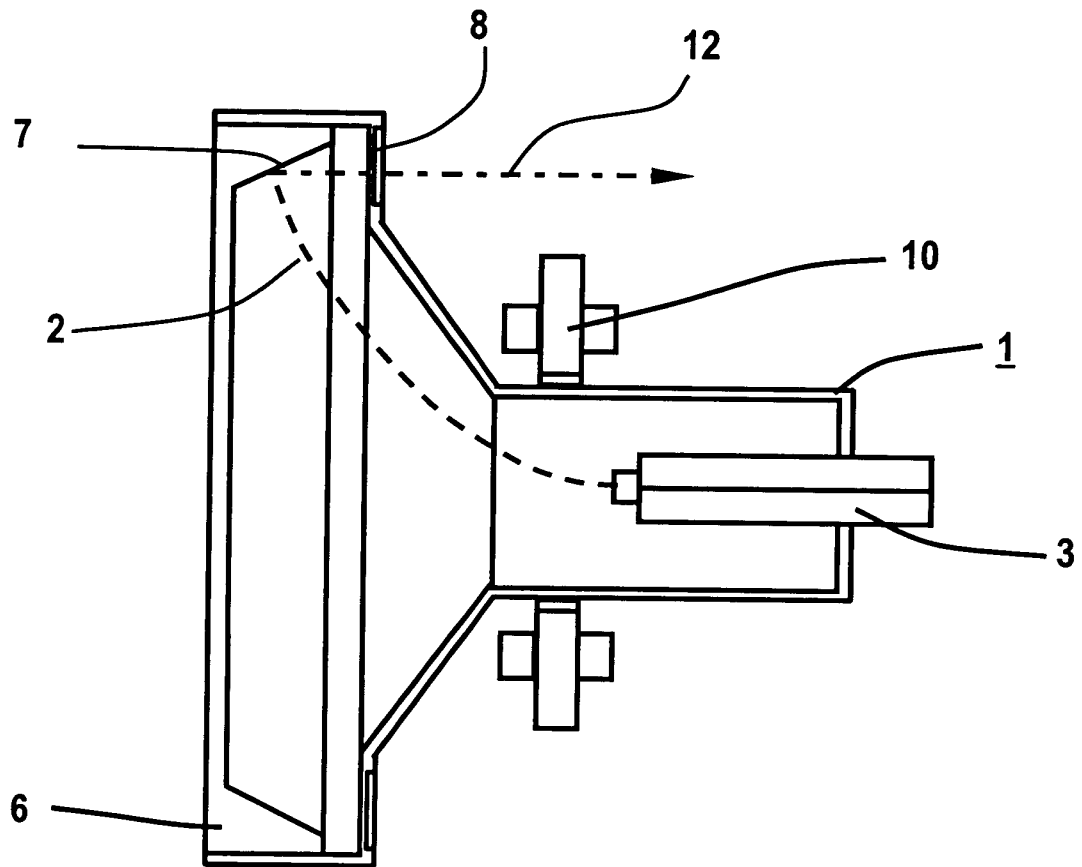


FIG 7

